

ARTERIELLE BLUTFLUSSGESCHWINDIGKEITEN
BEI NEUGEBORENEN - UNTERSUCHUNGEN
MIT DER ULTRASCHALL-DOPPLER -SONOGRAPHIE

DIETRICH VON STREIT

1980

Dissertations- und Fotodruck ANNELIESE SCHUBERT
Corneliusstraße 21 · 8000 München 5 · Telefon 268177

AUS DER KINDERKLINIK DER UNIVERSITÄT
MÜNCHEN
IM DR. VON HAUNER'SCHEN KINDERSPITAL
DIREKTOR: PROF. DR. K. BETKE

ARTERIELLE BLUTFLUSSGESCHWINDIGKEITEN
BEI NEUGEBORENTEN - UNTERSUCHUNGEN
MIT DER ULTRASCHALL-DOPPLER-SONOGRAPHIE

Inaugural - Dissertation

Zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-
Universität in München

vorgelegt von

DIETRICH VON STREIT

MÜNCHEN

1 9 8 0

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: PD Dr.O.LINDERKAMP
Dekan: Prof.Dr.W.SPANN

Tag der mündlichen Prüfung: 4.12.1980



1.	Einleitung	1
2.	Untersuchungsplan	4
2.1	Untersuchte Kinder	4
2.2	Untersuchte Gefäße	4
2.3	Sonstige Untersuchungen	5
3.	Methoden	6
3.1	Prinzip der Ultraschall-Doppler-Sonographie	6
3.2	Technik der Ultraschall-Doppler-Sonographie	8
3.2.1	Versuchsaufbau	8
3.2.2	Durchführung der Messung	10
3.3	Fehlerquellen der Ultraschall-Doppler-Sonographie	12
3.4	Auswertung der Kurven	13
3.5	EKG und Blutdruck	15
3.6	Statistik	15
4.	Ergebnisse	16
4.1	Blutdruck und Herzfrequenz	16
4.2	Systolische maximale Blutflußgeschwindigkeiten	16
4.3	Mittlere Blutflußgeschwindigkeiten	17
4.4	Systolische initiale Blutflußbeschleunigung	17
4.5	Pulswellengeschwindigkeit	17
4.6	Korrelationen einiger Parameter	18
5.	Diskussion	20
6.	Zusammenfassung	27
7.	Abbildungen und Tabellen	29
7.1	Abkürzungen	29
7.2	Abbildungen	29
7.3	Tabellen	37
8.	Literatur	44



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41551902_0013

1. Einleitung

Die postnatale Umstellung der Lungen- und Kreislaufsituation erfolgt nicht schlagartig, sondern in einzelnen Schritten (Dawes 1968, Walsh et al. 1974). Die Stabilisierung der Lungenfunktion erfolgt in den ersten Tagen, während der Kreislauf sich erst nach einigen Wochen an die extrauterinen Verhältnisse stabil adaptiert hat. In dieser Periode kann es unter ungünstigen Bedingungen jederzeit zu einem Rückfall in die fetale Situation kommen.

Im Mittelpunkt der frühen Phase der Kreislaufstabilisierung steht der Verschluß des Ductus arteriosus. Der funktionelle Verschluß des Ductus arteriosus erfolgt nach James (1959), Saling (1960), Moss et al. (1963) und Melvin et al. (1974) bis zur 15. Lebensstunde.

Der anatomische Verschluß erfolgt in der Regel erst in der 2. bis 3. Lebenswoche (Goodman et al 1962, Mitchell 1974).

In den ersten Wochen nach der Geburt zeichnet sich die Kreislaufsituation des Neugeborenen durch eine "physiologische Zentralisation" aus (Graser 1966). Dies bedeutet im einzelnen:

- kleines Schlagvolumen mit niedrigem Blutdruck und hoher Herzfrequenz aufgrund der relativen Hypotrophie und Insuffizienz des linken Ventrikels,
- hoher Elastizitätskoeffizient des Windkesselsystems, d.h. geringe elastische Kapazität der Aorta aufgrund des großen Dicken/Radius Quotienten des Gefäßes (Meyer 1958),

- hoher peripherer Widerstand, da das periphere Gefäßbett noch wenig verzweigt und somit der periphere Gesamtquerschnitt klein ist.

Im weiteren Verlauf kommt es dann parallel zum Wachstum des Kindes auch zum Herzwachstum, besonders der linke Ventrikel erfährt eine Zunahme von Volumen und Kontraktionskraft (Adams et al. 1957, Lange et al. 1978).

Der kurz nach der Geburt relativ hohe Druck im rechten Ventrikel und in der A. pulmonalis sinkt sehr rasch und normalisiert sich spätestens im Verlauf der ersten Lebenswoche. Hierdurch resultiert eine Zunahme des Schlagvolumens (Adams et al. 1957, Rudolph 1970). Weiterhin kommt es zur Abnahme des Elastizitätskoeffizienten der Aorta und zum Rückgang des peripheren Widerstandes.

Zur Untersuchung von Kreislaufparametern standen bislang hauptsächlich invasive Methoden zur Verfügung. Erst seit Einführung der Ultraschall-Doppler-Sonographie können auch beim Menschen ohne wesentliche Belästigung Aufschlüsse über hämodynamische Abläufe in Herz und Gefäßen gewonnen werden.

Die Ultraschall-Doppler-Sonographie ermöglicht es, die Blutflußgeschwindigkeit in zahlreichen Gefäßen zu bestimmen. Sie wurde mit gutem Erfolg, insbesondere zur Diagnostik von Gefäßstenosen, eingesetzt. (Kakkar 1975, Kriebel et al. 1975, Büdingen et al. 1976, Maywald et al. 1976, Baker 1978, Hatle et al. 1978, Reneman u. Spenger 1979).

In der vorliegenden Arbeit wurden die Blutflußgeschwindigkeiten in verschiedenen Arterien im Verlauf der ersten Lebenswoche bestimmt.

Untersuchungen dieser Art liegen bisher nicht vor. Zusätzlich zu den Blutflußgeschwindigkeiten konnte durch weitergehende Analyse der aufgenommenen Kurven die systolische initiale Blutflußbeschleunigung und die Pulswellengeschwindigkeit erfaßt werden; auch Blutdruck und Herzfrequenz wurden jeweils mitbestimmt. Neben dem altersabhängigen Verlauf wurden Beziehungen einiger dieser Kreislaufgrößen zueinander untersucht.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war, mittels Ultraschall-Doppler-Sonographie, die Entwicklung der genannten hämodynamischen Kreislaufparameter von Neugeborenen im Verlauf der ersten Lebenswoche zu verfolgen.

2. Untersuchungsplan

2.1 Untersuchte Kinder

Untersucht wurden 16 Neugeborene (7 männliche, 9 weibliche). Alle Kinder waren klinisch unauffällig. Das Gestationsalter betrug 37 - 41 Wochen, das Geburtsgewicht 2600 - 3600 g.

Es wurden bei jedem Kind jeweils drei Messungen durchgeführt. Die erste Messung erfolgte in einem Alter von durchschnittlich 2,5 Stunden (Streuung 1 - 4 Stunden) post partum, die zweite Messung nach durchschnittlich 26,5 Stunden (Streuung 22 - 32 Stunden) und die dritte Messung nach sieben Tagen.

2.2 Untersuchte Gefäße - Meßpunkte

Gemessen wurde die Blutflußgeschwindigkeit in folgenden Arterien:

Aorta ascendens

A. subclavia sinistra

A. femoralis dextra

A. dorsalis pedis dextra

Diese Gefäße sind bei Neugeborenen leicht aufzufinden. Zur Messung der Aorta ascendens wird die Ultraschallsonde (siehe 3.1 und 3.2.2) in der Fossa jugularis nach kaudal gerichtet aufgesetzt. Die A. subclavia findet man etwa in der Medioclavicular-Linie meistens oberhalb, in einigen Fällen auch unterhalb der Clavicula. Die A. femoralis ist in der Mitte der Leistenbeuge unterhalb des Leistenbandes und die A. dorsalis pedis am Fußrücken zu suchen.

2.3 Sonstige Untersuchungen

Gleichzeitig wurde immer ein EKG mitgeschrieben. Nach Abschluß der Messungen an den Gefäßen wurde jeweils der Blutdruck in der linken A. brachialis bestimmt.

Bei der ersten und dritten Messung wurde der Abstand zwischen der Aorta ascendens und der A. dorsalis pedis gemessen.

Die gesamte Untersuchung eines Neugeborenen beanspruchte bei jeder Messung 20 - 90 Minuten.

3. Methoden

3.1 Prinzip der Ultraschall-Doppler-Sonographie

Kontinuierlicher Ultraschall wird in engem Strahl von einem Sendekristall ausgeschiedt, der zusammen mit einem Empfängerkristall in einer Sonde (Transducer) angebracht ist. Sende- und Empfängerkristall sind winklig zueinander angeordnet, so daß, wie aus Abbildung 1 ersichtlich, der Bereich der größten Empfindlichkeit sehr klein gehalten werden kann. Signale von außerhalb dieses Bereiches werden weitestgehend gedämpft, wodurch die Unterscheidung von einzelnen Blutgefäßen ermöglicht wird.

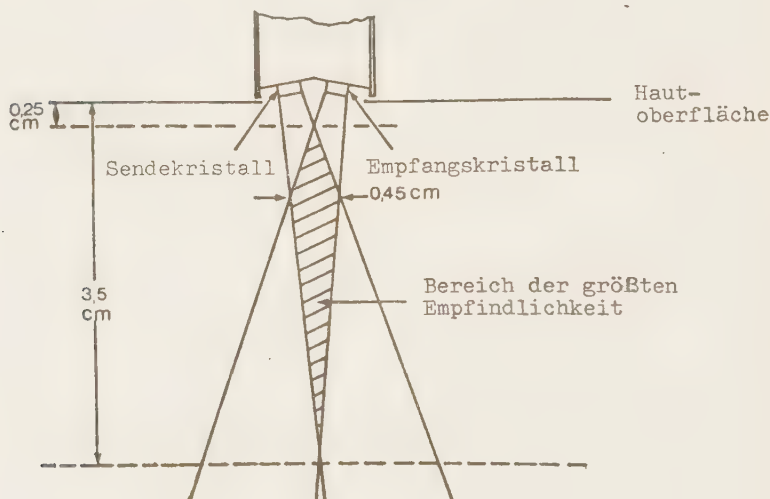


Abbildung 1:

Schematische Darstellung des Ultraschall-Strahls

Die vom Sendekristall ausgeschiedenen Ultraschallwellen treffen transkutan auf das zu untersuchende Blutgefäß. Ein Teil dieser Wellen wird von den strömenden Erythrozyten reflektiert und von dem Empfängerkristall aufgenommen. Hierbei kommt es zu einer Frequenzänderung der Ultraschallwellen, die der Blutflußgeschwindigkeit direkt proportional ist.

Nach dem Doppler-Effekt reflektieren Grenzflächen (hier die Erythrozyten-Oberflächen), die sich auf einen Sender zu bewegen, den Schall mit einer erhöhten Frequenz und solche, die sich vom Sender weg bewegen, mit einer verminderten Frequenz. Dieses Phänomen ermöglicht, sowohl die Geschwindigkeit, als auch die Richtung des Blutstroms zu bestimmen.

Die Blutflußgeschwindigkeit errechnet sich aus folgender Formel:

$$v = df \cdot \frac{c}{2 f_0 \cdot \cos a}$$

v = Blutflußgeschwindigkeit

df = Frequenzänderung des reflektierten Ultraschalls

c = Schallgeschwindigkeit im Gewebe

f_0 = Sendefrequenz des Ultraschalls

a = Beschallungswinkel (Winkel zwischen Ultraschallsonde und Gefäß)

Für die Berechnung von v wird c als Konstante angenommen und f_0 vom Gerät festgelegt. a hängt von der Stellung der Ultraschallsonde in Relation zum untersuchten Gefäß ab und sollte möglichst genau 45° betragen, da der Dopplereffekt hierbei am stärksten ist. Deshalb sind die verfügbaren Geräte auf diesen Winkel geeicht.

Somit läßt sich bei richtiger Winkeleinstellung v direkt aus df errechnen.

3.2 Technik der Ultraschall-Doppler-Sonographie

3.2.1 Versuchsaufbau

Für die Messungen wurde ein Doppler-Ultraschallgerät (Sonicaid Modell BV 380 der Fa. Kranzbühler) verwendet, welches mit kontinuierlichem Ultraschall von 8 MHz arbeitet. Das Gerät ist auf einen Beschallungswinkel von 45° geeicht.

Abbildung 2 zeigt den gesamten Versuchsaufbau.

Das mit Mittennull arbeitende Anzeige-Instrument hat einen Skalenbereich von 0 - 0,5 m/sec; Strömung auf den Transducer zu wird durch Ausschlag nach rechts, vom Transducer weg durch Ausschlag nach links angezeigt. Der volle Skalenausschlag entspricht bei einer Geschwindigkeit von 0,5 m/sec einer Dopplerverschiebung von 3,83 kHz bei einem Beschallungswinkel von 45° .

Mittels Stereokopfhörer kann man die Strömungsrichtung ebenfalls bestimmen, da die Signale in den beiden Hörmuscheln zueinander phasenverschoben sind. Außerdem dient die akustische Kontrolle der Auffindung des Ortes mit maximaler Blutflußgeschwindigkeit, da die Lautstärke des akustischen Signals sich zu dieser analog verhält.

Als Schreiber wurde ein Mehrkanal-Kurven-Schreiber (Fa. Schwarzer) verwendet.

3.2.2 Durchführung der Messung

Vor Beginn der Messung werden die Nulllinie und der maximale Zeigerausschlag (0,5 m/sec) des Ultraschallgerätes justiert und mit dem Schreiber aufgezeichnet. Diese beiden Linien dienen zugleich der Eichung.

Auf der Meßstelle wird eine großzügige Menge Kontaktmittel (hier Aquasonic^R-Gel) zur Herabsetzung der Grenzflächeneigenschaften der Haut aufgetragen und die Ultraschallsonde mit leichtem Druck auf die Haut aufgesetzt. Bei zu starkem Druck kann der Blutstrom im darunter liegenden Gefäß beeinträchtigt werden und stenosebedingte Turbulenz entstehen. Dadurch würde es zu einer Verfälschung des Ergebnisses im Sinne einer erhöhten Blutflußgeschwindigkeit kommen (Messmer et al. 1969).

Unter akustischer Kontrolle mittels Stereokopfhörer wird die Ultraschallsonde langsam über das Untersuchungsgebiet geführt, bis das gewünschte Gefäß aufgefunden ist. Durch Neigungsänderungen der Sonde versucht man nun, die Gefäßmitte und den optimalen Beschallungswinkel einzustellen.

Die optimale Meßkonstellation ist gefunden, wenn man über die Kopfhörer das möglichst lauteste und reinste Strömungsgeräusch hört. Unreine Geräusche lassen auf Überlagerung durch andere Gefäße schließen. Arterien haben ein starkes, pulsierendes Geräusch.

Jetzt läßt man den Schreiber über mehrere Sekunden laufen und erhält die Kurve der Blutströmungsgeschwindigkeit des untersuchten Gefäßes (Abbildung 3).

Abbildung 3: Kurvenbeispiele im Original (jeweils mit EKG)

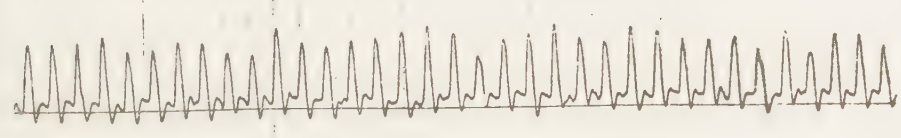
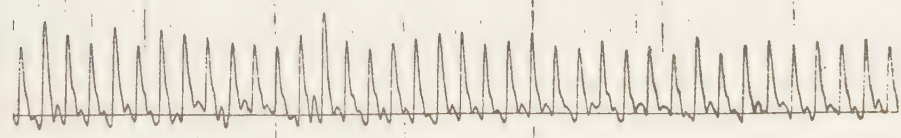
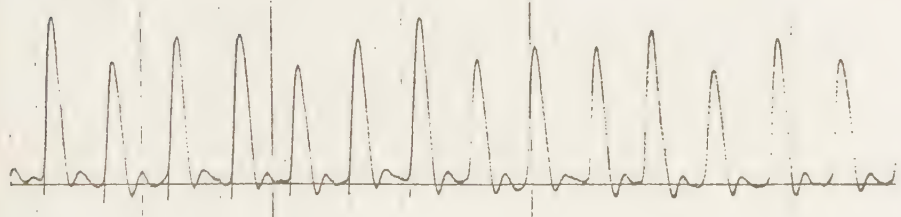
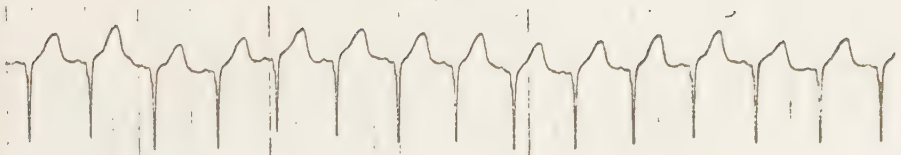
In der Reihenfolge von oben nach unten:

Aorta ascendens

A. subclavia

A. femoralis

A. dorsalis pedis



3.3 Fehlerquellen der Ultraschall-Doppler-Sonographie

Optimale Meßbedingungen sind bei Neugeborenen wegen der kleinen Verhältnisse und der fehlenden Kooperationsbereitschaft schwer einzuhalten. Die Bedeutung des Beschallungswinkels ist bereits erwähnt worden. Mit der oben beschriebenen Methode kann ein Winkel von 45° nur annäherungsweise eingestellt werden, was zu einer Verfälschung des Ergebnisses führt (Johnston et al. 1977).

Eine weitere Schwierigkeit liegt darin, den Bereich der größten Empfindlichkeit genau mit der Mitte des Gefäßes zur Deckung zu bringen, um die Spitze der laminaren Blutströmung zu erfassen.

Auf die Problematik der Eichung des Meßsignals, des Strömungsprofils und der Verwendung von Filtern weisen die Untersuchungen von Bauer et al. (1971, 1976) und Pasch et al. (1971, 1976) hin.

Quantitativ absolut richtige Ergebnisse sind also mit dieser Methode nicht zu erwarten (Lunt 1975, Hauke 1976, Klein 1976). Für qualitative, vergleichende Aussagen und zur Beurteilung von Tendenzen ist diese Methode jedoch gut geeignet (Beneman et al. 1979).

Trotz dieser Fehlerquellen konnten andere Untersucher eine befriedigende Übereinstimmung der Ergebnisse der Blutströmungsmessung mittels Ultraschall-Doppler-Sonographie und anderen invasiven Methoden zeigen (Gams et al. 1974, White et al. 1974, a, b, Boughner 1975, Lunt 1975, Fitzgerald et al. 1975, Bounomini et al. 1977, Holen et al. 1977).

3.4 Auswertung der Kurven

Aus den Kurvenbildern der einzelnen Arterien wurden folgende Parameter errechnet:

$v_{\max}$	maximale systolische Blutflußgeschwindigkeit
$\bar{v}$	mittlere Blutflußgeschwindigkeit während einer ganzen Herzaktion
a	Blutflußbeschleunigung (nur in Aorta ascendens)
v_P	Pulswellengeschwindigkeit
f	Herzfrequenz

Anhand von Abbildung 4 soll die Berechnung dieser Parameter erläutert werden.

Die durch die Kurve begrenzte Fläche während einer Herzaktion sei F (sie wurde planimetrisch bestimmt).

Die Zeiten t , t' , t'' wurden errechnet, indem die entsprechenden Strecken auf dem Registrierpapier durch v' dividiert wurden.

$$v_{\max} = \frac{h \cdot 50}{h_E} \quad (\text{cm/sec})$$

$$\bar{v} = \frac{F}{t} \quad (\text{cm/sec})$$

$$a = \frac{h \cdot 50}{h_E \cdot t'} \quad (\text{cm/sec}^2)$$

$$v_P = \frac{\text{Abstand zwischen Aorta asc. u. A. dorsalis pedis}}{t'' \text{ Kurve A.dors.pedis} - t' \text{ Kurve Aorta asc.}} \quad \left(\frac{\text{m}}{\text{sec}} \right)$$

Es wurden jeweils die Kurven von 10 Herzaktionen ausgewertet und die Mittelwerte der einzelnen Parameter als Ergebnis verwendet.

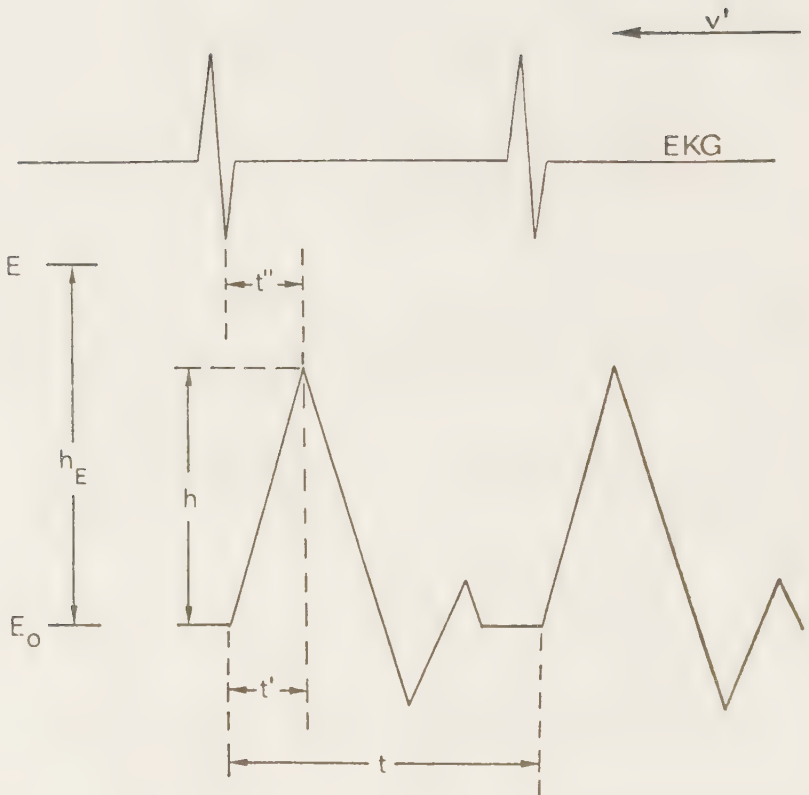


Abbildung 4: Schematisches Kurvenbild

E_0 = Eichlinie, entsprechend 0 m/sec

E = Eichlinie, entsprechend 0,5 m/sec

v' = Papierlaufgeschwindigkeit

3.5. EKG und Blutdruck

Das bei jeder Messung mitgeschriebene EKG (Siemens Sirecust^R) wurde auf dem gleichen Mehrfachkanalschreiber parallel mitlaufend zur Kurve der Blutflußgeschwindigkeit aufgezeichnet.

Zur Bestimmung des Blutdruckes wurde eine Arterio-sonde^R (Fa.Roche) verwendet, welche nach dem Prinzip der Ultraschall-Doppler-Sonographie arbeitet (Chen 1976)

3.6. Statistik

Berechnet wurden Mittelwerte und Standardabweichungen der Daten zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten (Tabelle 2), sowie die mittleren Differenzen und deren Standardabweichungen zwischen den drei Untersuchungszeitpunkten (Tabelle 3). Die statistischen Tests erfolgten mit Hilfe des verbundenen t-Testes (Sachs 1973). Regressionsgraden (Tabelle 4) wurden nach der Methode der kleinsten Quadrate berechnet (Sachs 1973).

4. Ergebnisse

Die Einzelwerte sind in Tabelle 1 a, b, c und die Mittelwerte mit Standardabweichung in Tabelle 2 zusammengestellt. Tabelle 3 zeigt die Signifikanzschranken für die mittleren Differenzen der Daten zwischen den einzelnen Meßzeitpunkten. In Abbildung 5 ist der Verlauf der Mittelwerte aller Parameter über den gesamten Meßzeitraum graphisch dargestellt.

4.1 Herzfrequenz und Blutdruck

Herzfrequenz und Blutdruck zeigten einen ähnlichen Verlauf. Beide Parameter änderten sich im Lauf des ersten Tages kaum, zeigten aber im weiteren Verlauf bis zum siebten Tag einen signifikanten ($p < 0,001$) Anstieg.

Die Frequenz stieg in dieser Zeit um $13,1 \pm 17,1 \text{ min}^{-1}$, der systolische Blutdruck um $12,8 \pm 6,4 \text{ mm Hg}$ und der diastolische Blutdruck um $6,4 \pm 5,7 \text{ mm Hg}$ an. Die Blutdruckamplitude nahm während des ersten Tages leicht von $21,4 \text{ mm Hg}$ auf $19,5 \text{ mm Hg}$ ab und während der folgenden sechs Tage wieder auf $22,0 \text{ mm Hg}$ zu.

4.2 Maximale systolische Blutflußgeschwindigkeit

Die maximale Blutflußgeschwindigkeit nahm von etwa 30 cm/sec in der Aorta ascendens auf etwa 20 cm/sec in der A. subclavia und A. femoralis und weiter auf etwa 5 cm/sec in der A. dorsalis pedis ab.

In allen untersuchten Arterien blieb die maximale systolische Blutflußgeschwindigkeit während des ersten Tages annähernd konstant und nahm in den folgenden sechs Tagen zu.

Ein signifikanter Anstieg ($p < 0,005$) konnte hierbei allerdings nur in der A. femoralis um $4,40 \pm 4,9$ cm/sec und in der A. dorsalis pedis um $1,87 \pm 1,86$ cm/sec beobachtet werden.

4.3 Mittlere Blutflußgeschwindigkeit

Die mittlere Blutflußgeschwindigkeit nahm - ähnlich wie $v_{\max}$ - von der Aorta (etwa 8 cm/sec) zur A. femoralis und A. subclavia (etwa 5 cm/sec) und weiter zur A. dorsalis pedis (etwa 1 cm/sec) ab.

Während des ersten Tages zeigte nur die mittlere Blutflußgeschwindigkeit in der Aorta ascendens einen signifikanten Anstieg ($p < 0,05$) um $1,28 \pm 2,1$ cm/sec, während der weitere Anstieg bis zum siebten Tag um $1,25$ cm/sec nicht signifikant war. In der A. femoralis, A. subclavia und A. dorsalis pedis zeigte die mittlere Blutflußgeschwindigkeit erst vom zweiten zum siebten Tag signifikante Zunahmen ($p < 0,05$) um $1,16 \pm 1,8$ cm/sec, $1,18 \pm 1,8$ und $0,73 \pm 0,9$ cm/sec.

4.4 Initiale systolische Blutflußbeschleunigung in der Aorta ascendens

Die nur in der Aorta ascendens gemessene systolische Blutflußbeschleunigung lag während des gesamten Beobachtungszeitraumes etwa um $5,7$ cm/sec²; sie stieg nach dem ersten Tag geringfügig und nicht signifikant an.

4.5 Pulswellengeschwindigkeit

Die Pulswellengeschwindigkeit betrug kurz nach der Geburt $5,1 \pm 1,9$ m/sec, stieg während des ersten Tages um $1,58 \pm 3,5$ m/sec (nicht signifikant) und im weiteren Verlauf bis zum siebten Tag um $1,59 \pm 2,5$ m/sec ($p < 0,05$) an.

4.6 Korrelation einiger Parameter

Die Abbildungen 6 - 11 zeigen die Beziehungen einiger der untersuchten Parameter zueinander. In Tabelle 4 sind die zugehörigen Regressionsgleichungen und weitere statistische Angaben zusammengestellt.

Es wurden berechnet:

- (1) Die Korrelationen der Daten zu den einzelnen Meßzeitpunkten
- (2) Die gemeinsame Korrelation der Daten aller drei Meßzeitpunkte.

In Abbildung 6 ist die Herzfrequenz gegen den systolischen Blutdruck aufgetragen. Im Alter von einem und sieben Tagen besteht eine Tendenz der Frequenz, mit dem Blutdruck anzusteigen. Signifikant ist jedoch nur die gemeinsame Korrelation zu allen drei Meßzeitpunkten ($r = 0,482$).

Diese Beziehung entspricht der parallelen Zunahme von Herzfrequenz und systolischem Blutdruck mit dem Alter.

Der Einfluß der Blutflußbeschleunigung in der Aorta auf die mittlere Blutflußgeschwindigkeit in der Aorta ascendens geht aus Abbildung 7 hervor.

Bei dieser Beziehung besteht im Alter von sieben Tagen und bei Berücksichtigung der zusammengefaßten Daten aller drei Meßzeitpunkte signifikante Korrelationen ($r = 0,543$ bzw. $0,380$).

In der Beziehung zwischen der Blutflußbeschleunigung und der mittleren Blutflußgeschwindigkeit in der A. femoralis besteht lediglich im Alter von einem Tag eine schwache signifikante Beziehung ($r = 0,464$).

Die Abbildungen 8 und 9 zeigen, daß die mittlere Blutflußgeschwindigkeit in der Aorta ascendens mit dem systolischen Blutdruck und der Herzfrequenz bis zum ersten Lebenstag signifikant ansteigt ($r = 0,569$ bzw. $0,495$).

Die gemeinsamen Daten zu den drei Meßzeitpunkten zeigen ebenfalls signifikante positive Beziehungen ($r = 0,460$ bzw. $0,378$), die der Zunahme der drei Parameter mit dem Alter entsprechen.

In den Abbildungen 10 und 11 ist die Pulswellengeschwindigkeit zu der mittleren Blutflußgeschwindigkeit in der Aorta ascendens und der Herzfrequenz aufgetragen.

Die Pulswellengeschwindigkeit nimmt mit diesen Parametern signifikant zu, wenn die Daten aller drei Meßzeitpunkte zusammengefaßt werden ($r = 0,311$ bzw. $0,488$).

Im Alter von einem Tag besteht eine signifikante Beziehung ($r = 0,584$) zur Herzfrequenz.

Eine sehr schwache signifikante Korrelation ($r = 0,265$) der Gesamtdaten zeigt die Pulswellengeschwindigkeit in Beziehung zur mittleren Geschwindigkeit in der A. femoralis.

Keine signifikanten Korrelationen fanden sich in den Beziehungen der Blutflußbeschleunigung zur Herzfrequenz und zum systolischen Blutdruck, sowie der Pulswellengeschwindigkeit zur Blutflußbeschleunigung und zum systolischen Blutdruck.

5. Diskussion

Der nicht signifikante Anstieg des Blutdrucks während des ersten Lebenstages und der dann folgende signifikante Anstieg sowohl des systolischen als auch des diastolischen Blutdrucks deckt sich weitgehend mit Angaben anderer Autoren (Ashworth et al. 1959, Goodman et al. 1962, Levison et al. 1966, Kittermann et al. 1969, Bucci et al. 1972, Chen 1976, Smith u. Nelson 1976). Die genannten Autoren zeigten einen biphasischen Verlauf des Blutdruckes.

Der Blutdruck beträgt unmittelbar nach der Geburt etwa 70/40 mmHg, nimmt in den ersten Stunden (1. bis 4. Lebensstunde) auf seinen tiefsten Wert ab, um dann bis zum 4. bis 6. Lebenstag in Zusammenhang mit dem zunehmenden Auswurf des linken Ventrikels stetig anzusteigen.

Die Angaben in der Literatur über die Entwicklung der Blutdruckamplitude sind widersprüchlich. Chen (1976) fand eine leichte Vergrößerung der Blutdruckamplitude bis zum 4. Lebenstag, was den eigenen Daten entspricht.

Die Herzfrequenz verläuft postpartal ähnlich dem Blutdruck (Hedvall 1975, Chen 1976, Hahn et al. 1978). Unmittelbar nach der Geburt beträgt sie etwa 135/min, sinkt während der folgenden Stunden auf etwa 120/min ab, um dann innerhalb einer Woche wieder auf die Werte bei der Geburt anzusteigen.

Die eigenen Ergebnisse entsprechen diesem Verlauf (Abbildung 5).

Abbildung 12 zeigt die maximalen und mittleren Blutflußgeschwindigkeiten der eigenen Untersuchungen im Vergleich mit an Erwachsenen gewonnenen Befunden (Angelsen et al. 1976, Riscoe et al. 1978). Sowohl die maximalen als auch die mittleren Blutflußgeschwindigkeiten sind in sämtlichen untersuchten Arterien bei Erwachsenen höher als bei Neugeborenen.

Nimura et al. (1974) fanden bei Erwachsenen noch wesentlich höhere Werte als Riscoe und Angelsen.

Die Zunahme der Blutflußgeschwindigkeiten mit dem Alter ist also sicher nach der ersten Lebenswoche noch nicht abgeschlossen. Wann die Erwachsenenwerte erreicht werden ist unbekannt, da entsprechende Untersuchungen an Säuglingen und Kindern bisher nicht veröffentlicht worden sind.

Von welchen Parametern wird die Blutflußgeschwindigkeit bestimmt?

Nach dem Poiseuille'schen Gesetz

$$(1) \quad v = \frac{dP}{L} \cdot \frac{r^2}{8\eta};$$

v	= Blutflußgeschwindigkeit
dP	= Druckdifferenz
$\frac{dP}{L}$	= Druckgradient
L	= Gefäßlänge
η	= Viskosität

ist die Blutflußgeschwindigkeit dem Druck und dem Gefäßdurchmesser direkt und der Blutviskosität indirekt proportional.

Nach der Formel

$$(2) \quad v \cdot Q = \text{Flow}; \quad Q = \text{Gefäßquerschnitt}$$

hängt die Blutflußgeschwindigkeit bei konstantem Gefäßdurchmesser allein von der Durchblutung, bei konstanter Durchblutung vom Gefäßquerschnitt ab. Dies wurde tierexperimentell bestätigt (Colocousis et al. 1977, Constantinesco et al. 1977).

Aus den beiden Formeln läßt sich die Abnahme der Blutflußgeschwindigkeit von zentral nach peripher ableiten:

Der Radius der einzelnen Gefäße nimmt nach peripher kontinuierlich ab, so daß nach Formel (1) eine Verminderung der Blutflußgeschwindigkeit zu erwarten ist. Dies wird nur teilweise durch Zunahme des Druckgradienten ausgeglichen (Schmidt-Schönbein 1976), da der Radius im Quadrat eingeht und somit die entscheidende Größe darstellt.

Außerdem nimmt der Gesamtquerschnitt der Gefäße nach peripher zu (Schmidt-Schönbein 1976), so daß nach Formel (2) ebenfalls eine Abnahme der Blutflußgeschwindigkeit zu erwarten ist (Green 1961).

Der tatsächliche Abfall der mittleren Blutflußgeschwindigkeit auf $1/7$ bis $1/8$ in der A. dorsalis pedis bezogen auf die Werte in der Aorta ascendens bedeutet, daß nach Formel (2) bei konstanter Gesamtdurchblutung der Gesamtgefäßquerschnitt auf das 7 - 8-fache zunimmt.

Formel (2) erlaubt auch - in der Annahme eines konstanten Aortenquerschnitts -, die mittlere Blutflußgeschwindigkeit in der Aorta ascendens als ein Maß des Aortendurchflusses und somit des Herzzeitvolumens anzusehen.

Die Zunahme der Blutflußgeschwindigkeiten mit dem Alter ließe sich nach den Formeln (1) und (2) durch den Anstieg von Herzzeitvolumen und Blutdruck oder Abnahme der Blutviskosität erklären. Wie bereits gezeigt, nimmt der Blutdruck tatsächlich zu. Die Viskosität hängt vor allem vom Hämatokrit ab, der während der ersten Lebenswoche leicht abnimmt (Betke 1959, Linderkamp et al. 1974). Die Abnahme des Hämatokrit ist allerdings so gering, daß keine signifikante Beziehung zwischen Viskosität und Alter besteht (Linderkamp et al. 1978).

Untersuchungen des Herzzeitvolumens bei menschlichen Neugeborenen und Tieren zeigen tatsächlich eine Zunahme in den ersten Lebenstagen (Prec et al. 1955, Arcilla et al. 1967, Gruskin et al. 1970).

Auch in den Extremitäten nimmt die Durchblutung während der ersten Lebenstage zu (Celander 1960, Celander u. Marild 1962, Celander 1966).

Über Änderungen des Gefäßdurchmessers in diesem Alter ist nichts bekannt. Indirekte Hinweise auf den gesamten Gefäßquerschnitt erlaubt der periphere Widerstand, der bei Vasodilatation abnimmt.

Nach Formel (1) sollte bei verminderter Kreislauf-füllung und Vasokonstriktion auch bei konstantem Druck die Blutflußgeschwindigkeit abnehmen. Dies trifft tatsächlich zu: Im hypovolämischen Schock besteht eine signifikante umgekehrte Beziehung zwischen der Blutflußgeschwindigkeit und dem peripheren Widerstand (Rittenhouse et al. 1976, Maixner et al. 1978).

Umgekehrt kann eine Zunahme der Blutflußgeschwindigkeit auf eine Abnahme des peripheren Widerstandes hinweisen (Celander et al. 1967).

Die Zunahme der Blutflußgeschwindigkeit während der ersten Lebenswoche dürfte also auf komplexen Änderungen des Kreislaufs beruhen, zu denen der Anstieg des Blutdrucks und Herzzeitvolumens, Abnahme von Viskosität und peripherem Widerstand und möglicherweise eine Zunahme des Gefäßquerschnittes gehören.

Der Druckanstieg, der durch den Blutausschlag des linken Ventrikels entsteht, wird mit wesentlich höherer Geschwindigkeit in die Peripherie fortgeleitet als das Blut selber. Die Pulswellengeschwindigkeit Neugeborener ist nach den eigenen Untersuchungen mehr als 50mal so hoch wie die mittlere und mehr als 10mal so hoch wie die maximale Blutflußgeschwindigkeit in der Aorta ascendens. Wären die Gefäßwände völlig starr, so würde der Druckanstieg schlagartig in die Peripherie weitergeleitet werden, da Flüssigkeiten kaum kompressibel sind. Da die Arterienwände elastisch sind, hängt die Pulswellengeschwindigkeit hauptsächlich von der Dehnbarkeit der Gefäße ab.

Nach der Formel

$$(3) \quad v_p^2 = \frac{dP}{dV} \cdot \frac{V}{q}; \quad \begin{array}{ll} v_p & = \text{Pulswellengeschwindigkeit} \\ P & = \text{Druck} \\ V & = \text{Volumen} \\ q & = \text{spezifisches Gewicht} \end{array}$$

ist die Pulswellengeschwindigkeit direkt proportional der Füllung der Arterien, dem Verhältnis von Druck- und Volumenänderung sowie umgekehrt proportional dem spezifischen Gewicht des Blutes (Gauer 1972).

$V \cdot dP/dV$ wird als Volumenelastizitätskoeffizient bezeichnet und ist ein direktes Maß zur Beurteilung der Gefäßwandelastizität; d.h., er ist um so höher, je weniger elastisch die Gefäßwand ist.

Die Pulswellengeschwindigkeit nimmt von den zentralen zu den peripheren Arterien entsprechend ihrer abnehmenden Elastizität zu (Taylor 1964, Wetterer et al. 1968).

Die Elastizität der Gefäßwände nimmt ab, wenn der Gefäßtonus zunimmt wie bei Hypertonie oder wenn die Gefäßwände gedehnt werden wie bei Hypervolämie (Rodbard et al. 1957, Nye 1964). Eine Zunahme der Pulswellengeschwindigkeit wird auch bei Arteriosklerose beobachtet und gilt hierbei nach Woolam et al. (1961) geradezu als Frühzeichen.

Da man annehmen kann, daß sich die elastischen Eigenschaften der Gefäßwände bei Neugeborenen in der ersten Lebenswoche nicht ändern, ist der beobachtete Anstieg wohl mit dem zunehmendem Blutdruck zu erklären. Außerdem könnte das spezifische Gewicht des Blutes auch zusammen mit dem Hämatokrit geringfügig abnehmen.

In Untersuchungen von kreislaufgesunden Probanden im Alter von 15 bis 75 Jahren wurde eine hochsignifikante Zunahme der Pulswellengeschwindigkeit in den Armarterien mit dem Alter gefunden (Simonson u. Nakagawa 1960, Bercu et al. 1979, Hasagawa u. Rodbard 1979). Sie beträgt mit 15 Jahren etwa 8 m/sec und mit 75 Jahren etwa 16 m/sec.

Zwischen den untersuchten Parametern fanden sich eine Reihe signifikanter Korrelationen. Die Signifikanz bestand in einigen Beziehungen nur, wenn die Daten aller Untersuchungstage berücksichtigt wurden, während die Werte der einzelnen Untersuchungstage keine signifikante Beziehung zeigten. (Tabelle 4).

Hier ist anzunehmen, daß beide Parameter sich gleichzeitig mit dem Alter verändern, ohne daß sie direkt voneinander abhängen.

Dies gilt für die Beziehungen des systolischen Blutdrucks zur Pulsfrequenz, sowie der Pulswellengeschwindigkeit zu den mittleren Blutflußgeschwindigkeiten in der Aorta ascendens und A. femoralis.

Andere Beziehungen waren sowohl differenziert nach einzelnen Untersuchungstagen als auch bei Berücksichtigung der Gesamtdaten signifikant. Dies gilt für die Korrelationen der mittleren Geschwindigkeit in der Aorta ascendens zur Blutflußbeschleunigung, zum systolischen Blutdruck und zur Herzfrequenz, sowie für die Beziehung der Pulswellengeschwindigkeit zur Herzfrequenz.

6. Zusammenfassung

An sechzehn ausgetragenen, gesunden Neugeborenen wurde im Verlauf der ersten Lebenswoche das Verhalten von Blutflußgeschwindigkeit, Blutflußbeschleunigung, Pulswellengeschwindigkeit, von Blutdruck und Herzfrequenz verfolgt.

Die Messungen wurden mit einem Ultraschall-Doppler-Sonographie-Gerät vorgenommen. Der Vorteil dieser nicht invasiven Methode liegt in der einfachen Anwendungsmöglichkeit und sehr geringen Belästigung des Patienten. Der Nachteil besteht in der nur qualitativen Aussagemöglichkeit, was bei der Beurteilung der Ergebnisse zu berücksichtigen ist.

Es zeigte sich, daß im Rahmen der postpartalen Entwicklung des Kreislaufsystems in der ersten Lebenswoche sämtliche Parameter einen mehr oder weniger deutlichen Anstieg erfuhren.

Signifikant ($p < 0,02$) war der Anstieg der Herzfrequenz um $13,9 \pm 20,0$ pro Minute und der Anstieg des systolischen Blutdrucks um $14,1 \pm 8,2$ mm Hg und des diastolischen Blutdrucks um $9,6 \pm 5,9$ mm Hg (jeweils $p < 0,001$).

Die maximale und mittlere Blutflußgeschwindigkeit nahm von etwa 30 bzw. 8 cm/sec in der Aorta ascendens auf etwa 5 bzw. 1 cm/sec in der arteria dorsalis pedis ab.

In den einzelnen Arterien nahm die maximale Geschwindigkeit mit dem Alter zu, signifikant allerdings nur in der arteria femoralis um $4,31 \pm 6,3$ ($p < 0,02$) und in der arteria dorsalis pedis um $1,4 \pm 2,4$ cm/sec ($p < 0,05$).

Die mittlere Blutflußgeschwindigkeit in der Aorta ascendens stieg während des ersten Tages postpartum signifikant ($p < 0,05$) um $1,28 \pm 2,1$ cm/sec an.

In den A. femoralis, subclavia und dorsalis pedis nahm die mittlere Blutflußgeschwindigkeit vom ersten zum siebten Tag signifikant um $2,3 \pm 2,2$ cm/sec ($p < 0,005$), $1,48 \pm 2,1$ cm/sec ($p < 0,02$) und $0,73 \pm 0,9$ cm/sec ($p < 0,01$) zu. Die systolische Blutflußbeschleunigung in der Aorta ascendens lag während der gesamten Untersuchung um etwa $5,7$ cm/sec².

Die Pulswellengeschwindigkeit nahm von $5,1 \pm 1,9$ m/sec kurz nach der Geburt um $3,35 \pm 3,9$ m/sec bis zum siebten Tag zu ($p < 0,01$).

Signifikante Korrelationen bestanden zwischen der mittleren Blutflußgeschwindigkeit in der Aorta ascendens und der Blutflußbeschleunigung ($r = 0,380$), dem systolischen Blutdruck ($r = 0,460$), der Herzfrequenz ($r = 0,378$) und der Pulswellengeschwindigkeit ($r = 0,311$). Signifikante Korrelationen zeigten außerdem die Pulswellengeschwindigkeit zur Herzfrequenz und mittleren Geschwindigkeit in der A. femoralis ($r = 0,488$ bzw. $0,265$), sowie die Herzfrequenz zum systolischen Blutdruck ($r = 0,482$).

Der Vergleich der Ergebnisse mit den Werten von Erwachsenen zeigt, daß eine weitere Steigerung dieser Kreislaufparameter mit dem Alter zu erwarten ist. Wann diese Entwicklung beendet ist, bzw. wann sich diese Parameter stabilisiert haben werden, ist unbekannt.

7. Abbildungen und Tabellen

7.1 Abkürzungen

I	Meßzeitpunkt im Alter von 2,5 Stunden
II	Meßzeitpunkt im Alter von 26,5 Stunden
III	Meßzeitpunkt im Alter von 7 Tagen
$\bar{v}$	mittlere Blutflußgeschwindigkeit
$v_{\max}$	maximale Blutflußgeschwindigkeit
v_p	Pulswellengeschwindigkeit
a	initiale systolische Blutflußbeschleunigung (gemessen in Aorta ascendens)
f	Herzfrequenz
PP_s	systolischer Blutdruck
PP_d	diastolischer Blutdruck
p	Signifikanz (Wahrscheinlichkeit der Null-Hypothese)
r	Korrelationskoeffizient

7.2 Abbildungen

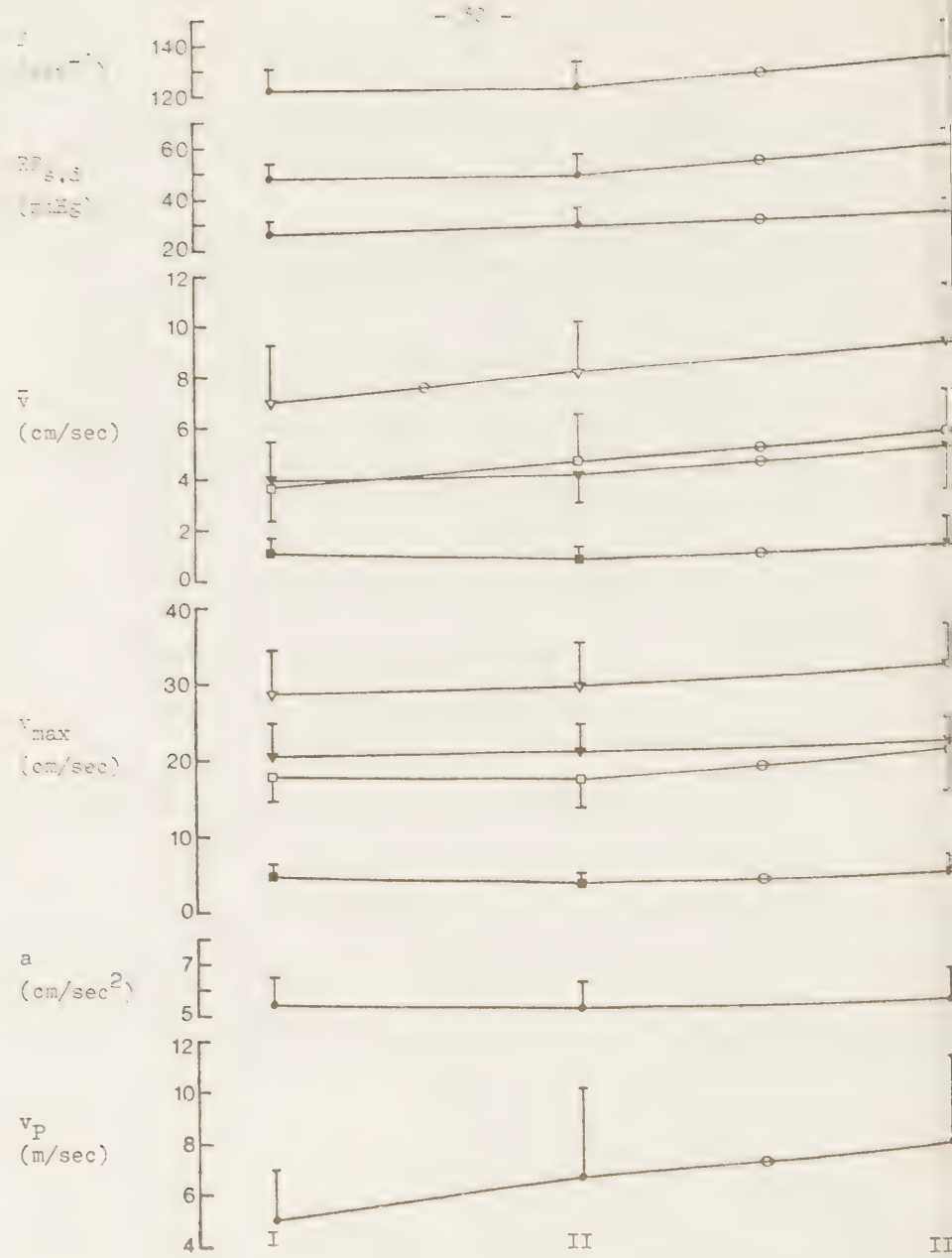


Abbildung 5: Verlauf der Mittelwerte

∇ = Aorta ascendens, $\triangle$ = A. subclavia
 $\square$ = A. femoralis, $\blacksquare$ = A. dorsalis pedis
 $\circ$ = signifikante Änderung

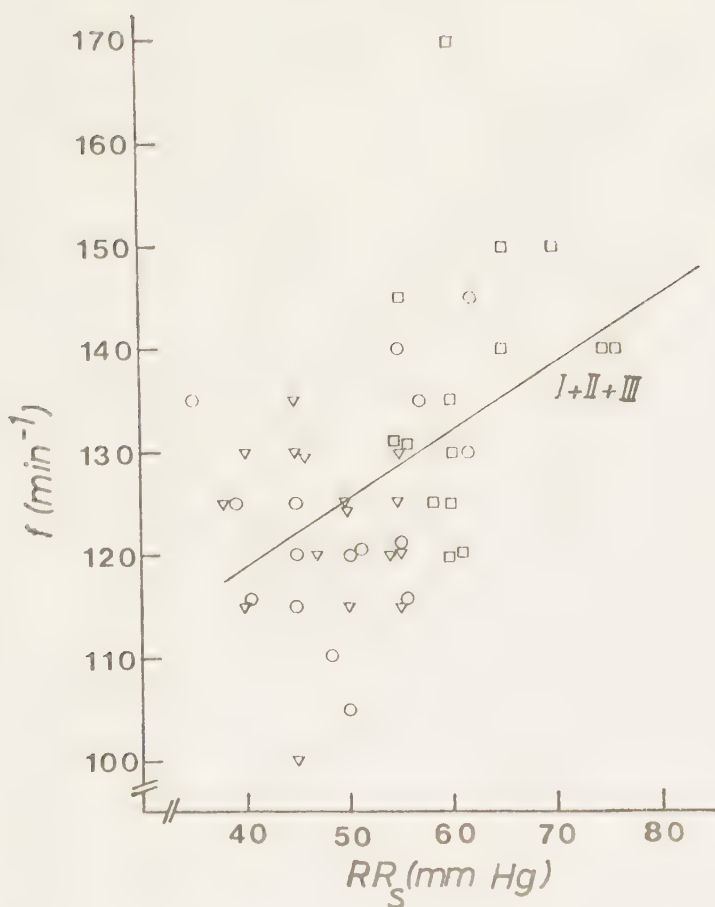


Abbildung 6: Beziehung von Herzfrequenz und systolischem Blutdruck

- ∇ = Daten zum Meßzeitpunkt I (2,5 Std.)
- $\circ$ = Daten zum Meßzeitpunkt II (26,5 Std.)
- $\square$ = Daten zum Meßzeitpunkt III (7 Tage)

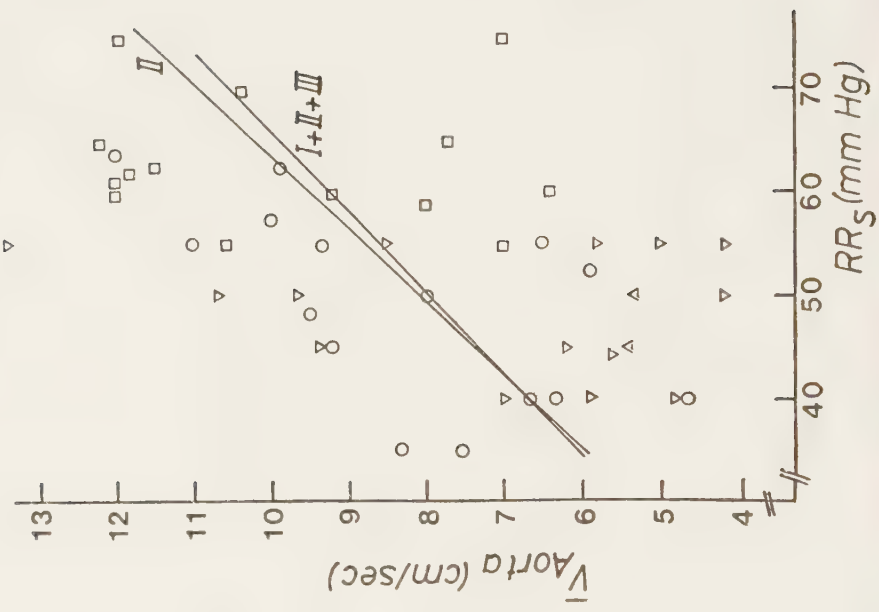


Abbildung 8: Beziehung von mittlerer Geschwindigkeit in der Aorta asc. und systolischem Blutdruck

Symbole siehe Abbildung 6

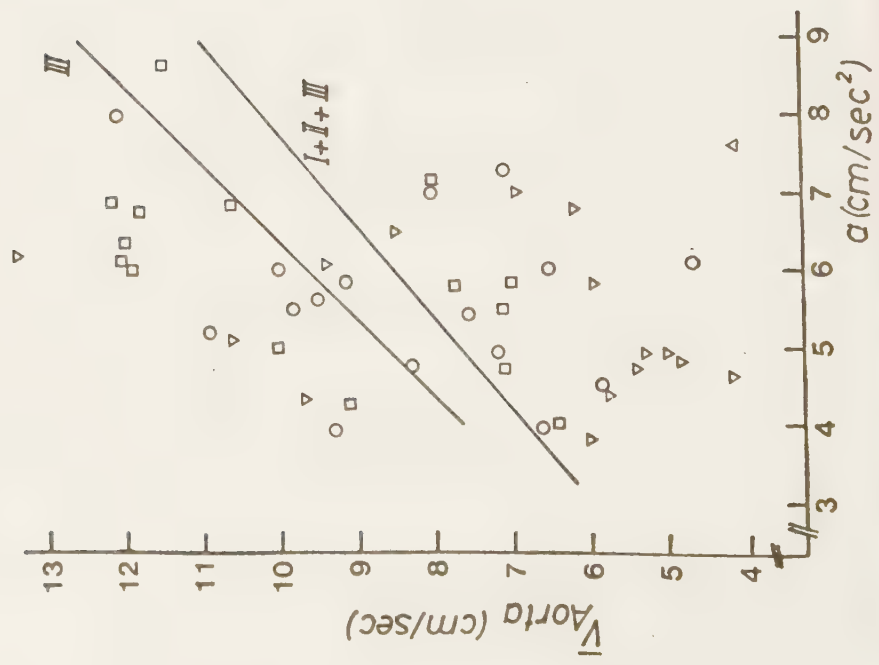


Abbildung 7: Beziehung von mittlerer Geschwindigkeit in der Aorta asc. und Blutflußbeschleunigung

Symbole siehe Abbildung 6

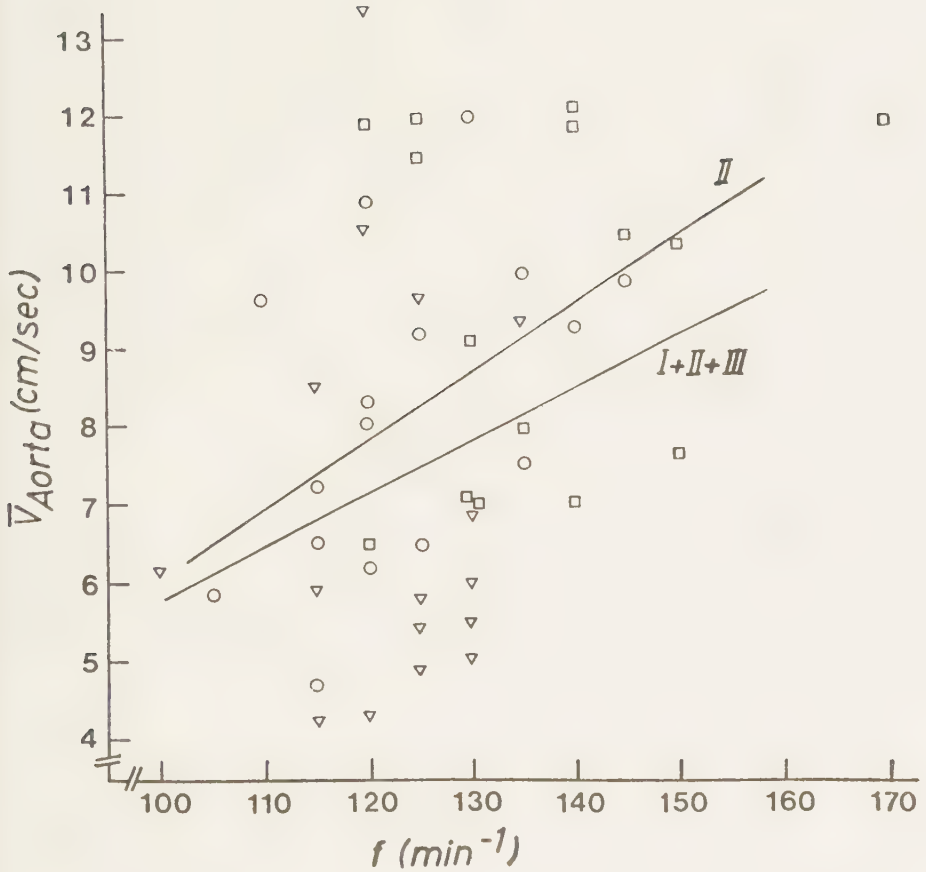


Abbildung 9: Beziehung von mittlerer Geschwindigkeit in der Aorta ascendens und Herzfrequenz

Symbole siehe Abbildung 6

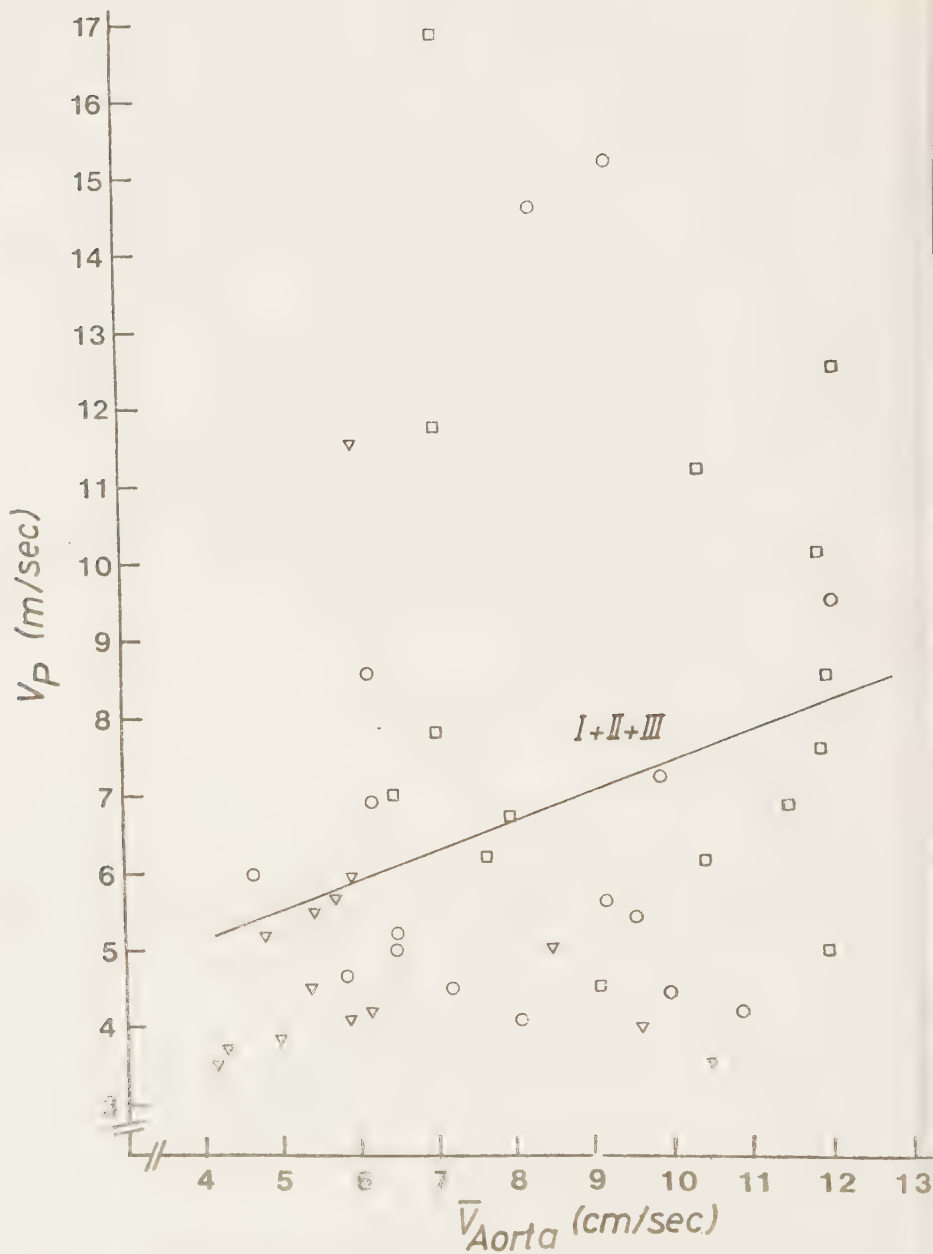


Abbildung 10: Beziehung von Pulswellengeschwindigkeit und mittlerer Geschwindigkeit in der Aorta ascendens

Symbole siehe Abbildung 6

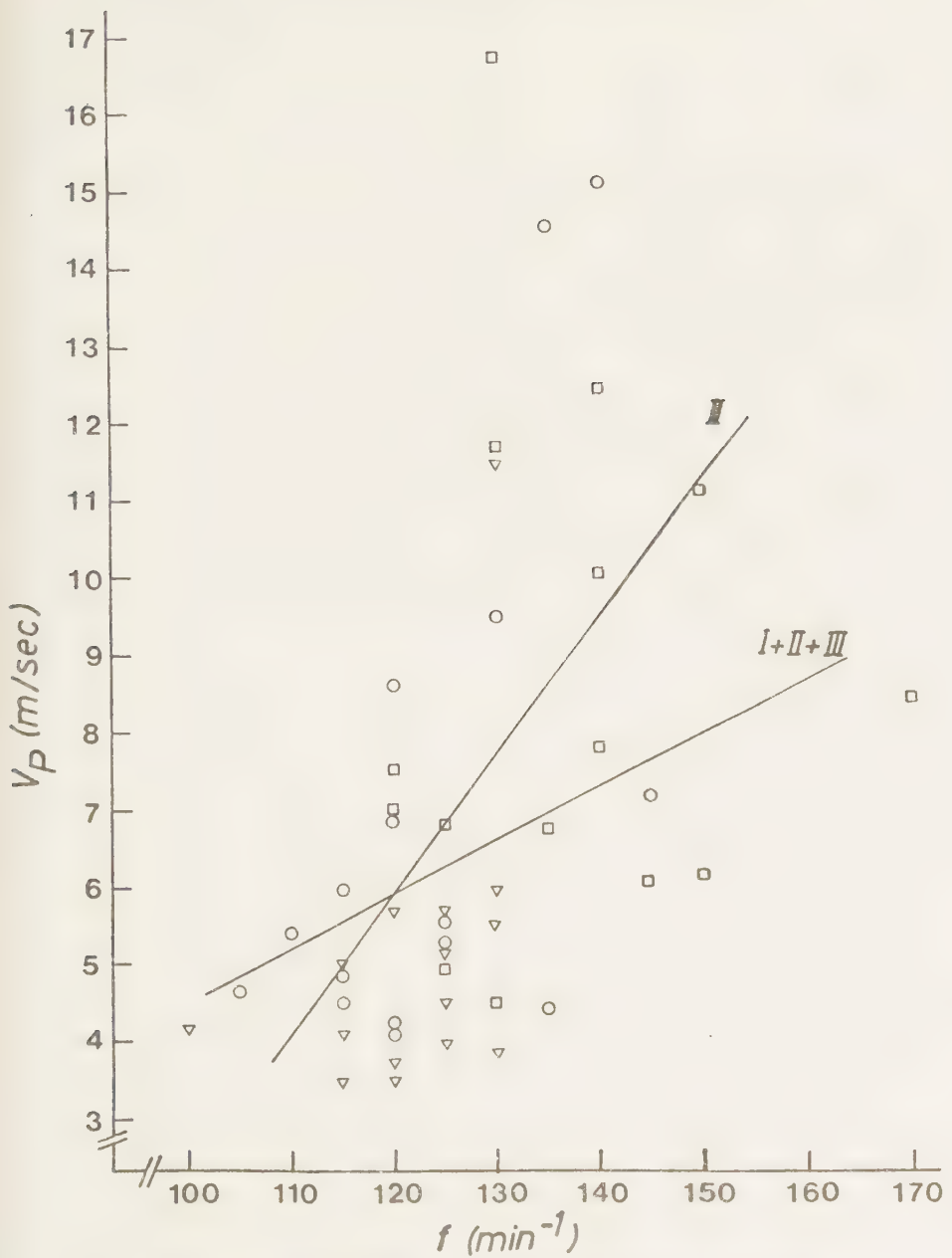


Abbildung 11: Beziehung von Pulswellengeschwindigkeit und Herzfrequenz

Symbole siehe Abbildung 6

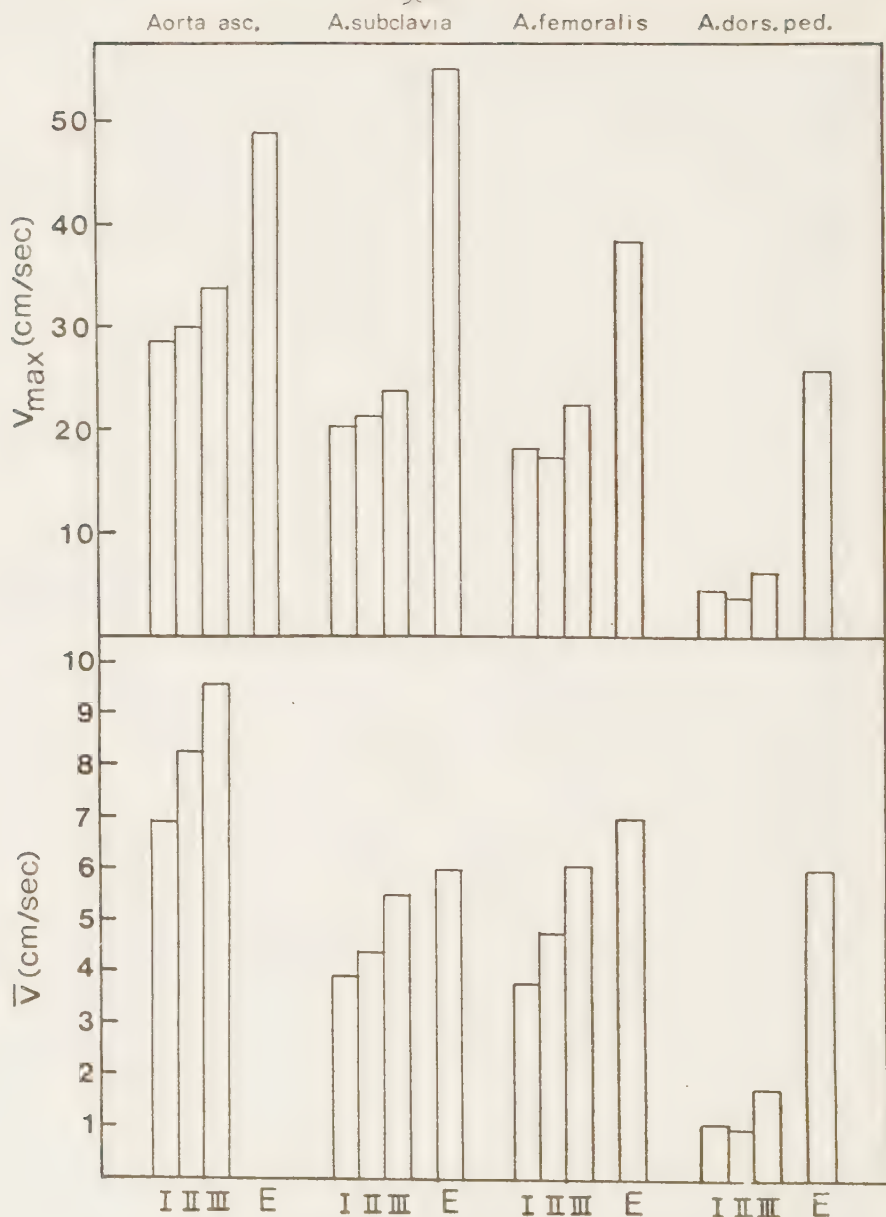


Abbildung 12: Maximale und mittlere Blutflußgeschwindigkeiten bei Neugeborenen zu den Meßzeitpunkten I, II, III und Erwachsenen (E)

7.3 Tabellen

Tabelle 1 a: Einzelwerte der maximalen systolischen Blutflußgeschwindigkeit ($v_{\max}$) in cm/sec.

Aorta ascendens			A. femoralis			A. subclavia			A. dors. ped.		
I	II	III	I	II	III	I	II	III	I	II	III
38,6	32,6	26,3	24,6	18,0	22,0	28,6	19,3	22,0	7,2	4,4	5,3
30,3	32,0	29,4	17,1	24,0	30,0	24,7	22,7	26,2	3,9	6,7	10,0
26,1	24,0	30,4	14,5	14,6	24,3	15,1	14,6	20,0	3,3	3,3	8,9
26,6	22,7	36,7	14,6	11,5	22,7	16,0	22,5	28,0	2,7	2,0	4,0
23,6	24,0	--	14,2	12,0	--	18,9	24,6	--	4,7	4,6	--
32,6	41,3	35,4	19,3	26,0	26,6	26,6	25,4	27,2	6,0	5,3	6,3
26,0	29,3	28,6	17,3	19,3	15,3	24,0	17,8	27,6	4,7	5,3	4,7
30,7	26,6	42,7	18,7	16,0	26,7	15,3	23,3	19,3	8,7	4,5	9,3
21,3	28,7	38,7	13,6	18,7	20,0	24,0	25,3	24,7	5,3	5,3	7,3
37,2	33,6	26,6	18,7	14,7	12,7	22,4	22,0	20,3	3,3	2,9	2,5
29,7	31,3	25,3	20,7	19,3	18,7	22,7	18,0	20,0	7,1	4,7	6,0
27,0	25,7	33,0	18,7	19,0	22,7	17,1	17,6	24,0	4,3	5,3	6,4
25,3	41,4	41,3	18,0	17,3	28,0	24,3	20,0	23,3	5,3	4,0	4,9
27,3	26,7	38,0	15,0	20,0	28,5	20,0	27,3	23,7	4,0	4,3	8,7
39,3	28,0	36,0	21,1	16,7	20,0	17,3	--	23,2	4,0	5,3	6,7
22,7	30,7	36,1	21,7	16,7	20,0	14,0	21,9	19,3	4,0	4,5	4,0

Tabelle 1 b: Einzelwerte der mittleren Blutflußgeschwindigkeit
($\bar{v}$) in cm/sec.

Aorta ascendens			A. femoralis			A. subclavia			A. dors. ped.		
I	II	III	I	II	III	I	II	III	I	II	III
10,6	10,0	9,15	7,09	5,77	6,17	6,77	5,34	7,01	1,48	0,83	1,22
6,93	9,87	10,4	2,42	9,35	9,55	4,03	6,15	5,26	0,78	2,13	3,33
9,67	9,30	7,10	3,25	3,99	5,49	2,61	4,50	4,66	1,25	0,41	2,10
6,20	4,66	12,0	2,36	2,14	8,25	2,89	3,33	7,85	0,40	0,34	1,18
5,92	5,83	--	2,30	2,28	--	3,05	5,28	--	0,93	1,22	--
8,51	12,1	11,9	4,42	8,40	7,76	5,36	6,00	7,98	1,36	1,40	2,17
4,19	6,55	7,04	4,10	3,86	5,14	2,80	3,47	7,94	0,93	1,26	1,50
5,97	9,25	11,5	4,77	4,93	5,52	1,48	3,59	3,53	2,45	1,14	4,53
5,04	7,26	8,0	1,67	4,01	4,83	2,52	4,01	3,40	0,84	1,38	1,91
9,38	7,58	7,07	3,47	4,64	2,68	4,03	2,27	4,20	0,71	0,68	0,92
5,73	8,34	6,47	5,67	4,53	4,53	7,86	4,53	4,64	2,40	1,60	1,33
5,39	6,20	7,67	4,67	3,60	7,10	5,11	2,80	4,33	1,14	0,77	1,03
5,48	9,61	11,9	3,11	5,15	6,48	4,37	4,13	7,33	0,83	0,53	0,63
4,84	6,53	12,0	2,81	4,07	6,74	3,33	5,59	4,37	0,46	0,84	1,90
13,4	10,9	12,2	4,16	5,11	6,00	4,12	--	6,14	0,48	0,74	1,80
4,27	8,06	10,5	4,44	5,20	5,60	2,42	3,80	3,20	0,39	0,72	0,42

Tabelle 1 c: Einzelwerte der Pulswellengeschwindigkeit (v_p) in m/sec., systolischer und diastolischer Blutdruck (RR_s, RR_d) in mmHg, Herzfrequenz (f) in min und systolische Blutflußbeschleunigung (a) in cm/sec².

a (cm/sec ²)			v_p (m/sec)			RR _s (mmHg)			RR _d (mmHg)			f (min ⁻¹)		
I	II	III	I	II	III	I	II	III	I	II	III	I	II	III
5,10	6,06	4,28	3,54	4,44	4,49	47	57	60	25	28	35	120	135	130
6,99	5,41	5,02	5,97	7,23	11,2	40	62	70	25	40	40	130	145	150
4,31	3,91	5,55	3,97	15,2	16,8	50	55	55	30	30	35	125	140	130
6,76	6,13	6,33	4,20	5,96	8,49	45	45	60	23	20	35	100	115	170
3,72	4,50	--	4,11	4,64	--	40	50	--	25	35	--	115	105	--
6,50	7,94	5,95	5,00	9,50	10,1	55	62	76	33	45	48	115	130	140
4,60	6,02	5,87	3,50	4,97	7,74	50	55	75	25	30	40	115	115	140
5,71	5,81	8,62	11,5	5,59	6,79	45	45	60	20	30	30	130	125	125
4,90	4,90	7,14	3,79	4,53	6,69	55	40	60	30	25	40	130	115	135
6,10	5,41	4,63	--	14,6	11,7	45	35	55	20	15	30	135	135	130
4,44	4,74	4,00	5,61	8,60	6,98	55	45	60	30	25	33	125	120	120
4,95	4,85	5,85	4,52	6,82	6,23	50	50	65	20	30	38	125	120	150
4,83	5,59	6,67	5,49	5,42	7,54	45	48	60	30	30	28	130	110	120
4,83	3,95	6,17	5,22	5,22	4,93	38	38	58	23	33	40	125	125	125
6,21	5,18	6,90	5,67	4,22	12,5	55	55	65	35	35	35	120	120	140
7,63	6,99	6,87	3,70	4,13	6,12	55	50	55	30	28	35	120	120	145

Tabelle 2: Mittelwerte und Standardabweichungen

	I	II	III
Aorta asc.	29,00 $\pm$ 5,50	29,97 $\pm$ 5,56	33,56 $\pm$ 5,59
A. femoralis	17,99 $\pm$ 3,10	17,74 $\pm$ 3,79	22,55 $\pm$ 4,90
$V_{\max}$ A. subclavia	20,70 $\pm$ 4,50	21,50 $\pm$ 3,50	23,30 $\pm$ 3,10
(cm/s) A. dors. ped.	4,90 $\pm$ 1,60	4,50 $\pm$ 1,10	6,30 $\pm$ 2,20
Aorta asc.	6,97 $\pm$ 2,6	8,25 $\pm$ 2,0	9,60 $\pm$ 2,2
A. femoralis	3,80 $\pm$ 1,4	4,80 $\pm$ 1,8	6,10 $\pm$ 1,6
$\bar{v}$ A. subclavia	3,91 $\pm$ 1,6	4,29 $\pm$ 1,1	5,45 $\pm$ 1,69
(cm/s) A. dors. ped.	1,10 $\pm$ 0,6	1,00 $\pm$ 0,4	1,70 $\pm$ 1,0
a (cm/s ²)	5,47 $\pm$ 1,1	5,46 $\pm$ 1,0	5,99 $\pm$ 1,2
v_P (m/s)	5,10 $\pm$ 1,9	6,90 $\pm$ 3,4	8,50 $\pm$ 3,3
WR_g (mmHg)	48,0 $\pm$ 6,0	49,5 $\pm$ 8,0	62,3 $\pm$ 6,7
RR_d (mmHg)	26,6 $\pm$ 4,9	30,0 $\pm$ 7,0	36,3 $\pm$ 5,0
f (min ⁻¹)	122,5 $\pm$ 8,5	123,4 $\pm$ 11,0	136,6 $\pm$ 13,4

Tabelle 3: Signifikanzschranken für die mittleren Differenzen ($\bar{d}$) der Daten zwischen den einzelnen Meßzeitpunkten

	II - I		III - I		III - II	
	$\bar{d} \pm s_d$	p <	$\bar{d} \pm s_d$	p <	$\bar{d} \pm s_d$	p <
Aorta asc.	$0,95 \pm 6,65$	n.s.	$2,84 \pm 9,75$	n.s.	$1,33 \pm 8,49$	n.s.
A. femoralis	$-0,25 \pm 4,28$	n.s.	$4,31 \pm 6,3$	0,02	$4,40 \pm 4,9$	0,005
$v_{\max}$ A. subclavia	$0,57 \pm 5,5$	n.s.	$2,45 \pm 4,5$	n.s.	$2,0 \pm 4,1$	n.s.
(cm/s) A. dors. ped.	$-0,38 \pm 1,7$	n.s.	$1,40 \pm 2,4$	0,05	$1,87 \pm 1,86$	0,005
Aorta asc.	$1,28 \pm 2,1$	0,05	$2,60 \pm 3,3$	0,01	$1,25 \pm 2,5$	n.s.
A. femoralis	$1,0 \pm 2,1$	n.s.	$2,30 \pm 2,2$	0,005	$1,16 \pm 1,8$	0,05
A. subclavia	$0,56 \pm 1,7$	n.s.	$1,48 \pm 2,1$	0,02	$1,18 \pm 1,8$	0,05
A. dors. ped.	$-0,1 \pm 0,6$	n.s.	$0,63 \pm 0,9$	0,02	$0,73 \pm 0,9$	0,01
a (cm/s ²)	$-0,05 \pm 0,9$	n.s.	$0,48 \pm 1,4$	n.s.	$0,46 \pm 1,4$	n.s.
v_p (m/s)	$1,58 \pm 3,5$	n.s.	$3,35 \pm 3,9$	0,01	$1,59 \pm 2,56$	0,05
RR _g (mmHg)	$1,47 \pm 9,0$	n.s.	$14,1 \pm 8,2$	0,001	$12,8 \pm 6,4$	0,001
RR _d (mmHg)	$3,36 \pm 6,7$	n.s.	$9,6 \pm 5,9$	0,001	$6,40 \pm 5,7$	0,001
f (min ⁻¹)	$0,9 \pm 11,0$	n.s.	$13,9 \pm 20,0$	0,02	$13,1 \pm 17,1$	0,02

Regressionsgleichung			r	Signifikanz von r gegen 0 (p <)	
I	$v_P = 0,09 f$	-	5,71	0,394	n.s.
II	$v_P = 0,18 f$	-	15,67	0,584	0,005
III	$v_P = 0,02 f$	+	5,43	0,092	n.s.
I+II+III	$v_P = 0,07 f$	-	2,46	0,488	0,001
I	$v_P = -0,07 RR_S$	+	8,33	0,209	n.s.
II	$v_P = -0,03 RR_S$	+	8,45	0,070	n.s.
III	$v_P = 0,02 RR_S$	+	7,61	0,030	n.s.
I+II+III	$v_P = 0,03 RR_S$	+	2,72	0,221	n.s.
I	$v_P = 0,23 a$	+	3,79	0,133	n.s.
II	$v_P = -0,56 a$	+	9,99	0,169	n.s.
III	$v_P = -0,33 a$	+	10,53	0,119	n.s.
I+II+III	$v_P = 0,04 a$	+	6,61	0,014	n.s.
I	$v_P = 0,17 \bar{v} \text{ (A. fem.)} +$	4,42	0,122	n.s.	
II	$v_P = 0,20 \bar{v} \text{ (A. fem.)} +$	5,97	0,109	n.s.	
III	$v_P = -0,05 \bar{v} \text{ (A. fem.)} +$	8,83	0,022	n.s.	
I+II+III	$v_P = 0,46 \bar{v} \text{ (A. fem.)} +$	4,60	0,265	0,1	
I	$v_P = 0,23 \bar{v} \text{ (Aorta)}$	+	3,25	0,310	n.s.
II	$v_P = 0,28 \bar{v} \text{ (Aorta)}$	+	4,59	0,166	n.s.
III	$v_P = -0,19 \bar{v} \text{ (Aorta)}$	+	10,37	0,126	n.s.
I+II+III	$v_P = 0,38 \bar{v} \text{ (Aorta)}$	+	3,64	0,311	0,05
I	$\bar{v} \text{ (Aorta)} = 0,33 a$	+	5,18	0,139	n.s.
II	$\bar{v} \text{ (Aorta)} = 0,70 a$	+	4,41	0,366	n.s.
III	$\bar{v} \text{ (Aorta)} = 1,00 a$	+	3,65	0,543	0,05
I+II+III	$\bar{v} \text{ (Aorta)} = 0,84 a$	+	3,52	0,380	0,01

Tabelle 4: Regressionsgleichungen (Fortsetzung)

Regressionsgleichung				r	Signifikanz von r gegen 0 (p <)
I	$\bar{v}$ (Aorta) = 0,08 RR _s	+	3,25	0,175	n.s.
II	$\bar{v}$ (Aorta) = 0,14 RR _s	+	1,09	0,569	0,05
III	$\bar{v}$ (Aorta) = 0,04 RR _s	+	7,33	0,112	n.s.
I+II+III	$\bar{v}$ (Aorta) = 0,13 RR _s	+	1,51	0,460	0,01
I	$\bar{v}$ (Aorta) = 0,01 f	+	6,17	0,021	n.s.
II	$\bar{v}$ (Aorta) = 0,09 f	-	2,95	0,495	0,05
III	$\bar{v}$ (Aorta) = 0,03 f	+	5,19	0,198	n.s.
I+II+III	$\bar{v}$ (Aorta) = 0,07 f	-	1,26	0,378	0,01
I	$\bar{v}$ (A. fem.)= 0,04 a	+	3,66	0,033	n.s.
II	$\bar{v}$ (A. fem.)= 0,83 a	+	0,30	0,464	0,1
III	$\bar{v}$ (A. fem.)= 0,05 a	+	5,80	0,033	n.s.
I+II+III	$\bar{v}$ (A. fem.)=-0,11 a	+	5,59	0,046	n.s.
I	f = -0,11 RR _s	+	128,0	0,079	n.s.
II	f = 0,45 RR _s	+	102,1	0,311	n.s.
III	f = 0,58 RR _s	+	100,4	0,291	n.s.
I+II+III	f = 0,66 RR _s	+	92,4	0,482	0,001
I	a = 0,66 f	-	7,60	0,325	n.s.
II	a = 0,01 f	+	5,15	0,026	n.s.
III	a = 0,01 f	+	5,05	0,077	n.s.
I+II+III	a = 0,11 f	-	9,19	0,105	n.s.
I	a = 0,19 RR _s	-	3,63	0,148	n.s.
II	a = 0,05 RR _s	+	2,90	0,393	n.s.
III	a = -0,01 RR _s	+	6,39	0,035	n.s.
I+II+III	a = -0,33 RR _s	+	2,43	0,113	n.s.

3. Literatur

1. ADAMS, F.H., LIND, J.
Physiologic studies on the cardiovascular status of normal newborn infants (with special reference to the ductus arteriosus)
Pediatrics 19, 431 - 437 (1957)
2. ANGELSEN, B.A.J., BRUBAKK, A.O.
Transcutaneous measurement of blood flow velocity in the human aorta
Br. Med. Ass. 10, 368 - 379 (1976)
3. ARCILLA, R.A., OH, W., WALLGREN, G., HANSON, J.S., GESSNER, I.H., LIND, J.
Quantitative studies of the human neonatal circulation
Acta Paediatr. Scand. 179, 23 - 42 (1967)
4. ASHWORTH, A.M., NEHIGAN, G.A.
Changes in the systolic blood pressure of normal babies during the first 24 hours of life
Lancet 1, 804 (1959)
5. BAYER, D.W.
The present role of Doppler techniques in cardiac diagnosis
Prog. Cardiovasc. Dis. 21
79 - 91 (1978)
6. BAUER, B.D., PASCH, Th.
Verfahren zur Verbesserung der Registriertreue von transcutan nach dem Ultraschall-Doppler-Prinzip gewonnenen Blutströmungspulsen
Klin. Wschr. 49, 1239 - 1240 (1971)

7. BAUER, R.D., BUSSE, R., SCHABERT, A., SUMMA, Y.,
WETTERER, E.
Methoden der Blutströmungsmessung in Physiologie und Klinik
Wien. med. Wschr. 118, 255 - 260 (1976)
8. BERCU, B.B., HAUPT, R., JOHNSONBAUGH, R.,
RODBARD, D.
The pulse wave arrival time (QK interval) in normal children
Pediatrics 95, 716 - 721 (1979)
9. BETKE, K.
Haushalt und Regulation des Blutfarbstoffes im Kindesalter
Arch. Kinderheilk. 159, 51 - 66 (1959)
10. BOUGHNER, D.R.
Assessment of aortic insufficiency by transcutaneous Doppler ultrasound
Circulation 52, 874 - 879 (1975)
11. BUCCI, G., SCALANANDRE, A., SAVIGNONI, P.G.,
MENDICINI, M., PICECE-BUCCI, S., PICCINATO, L.
The systemic systolic blood pressure of newborns with low weight
Acta Paediatr. Scand. 61, 1 - 22 (1972)
12. BÜDINGEN, H.J., HENNERICI, M., VOIGT, K.,
KENDEL, K., FREUND, H.-J.
Die Diagnostik von Stenosen oder Verschlüssen der A. carotis interna mit der direktionellen Ultraschall-Doppler-Sonographie der A. supratrochlearis
Dtsch. med. Wschr. 101, 269 - 275 (1976)

13. BUONOMINI, G., GIRALDI, C., LEVOPATO, D.
Transcutaneous Doppler ultrasonic in the
detection of cerebral blood flow changes.
A comparison with angiographic data
J. Nucl. Med. All. Sci. 21, 103 - 106 (1977)
14. CELANDER, O.
Blood flow in the foot and calf of the new-
born. A plethysmographic study
Acta Paediatr. Scand. 49, 488 - 496 (1960)
15. CELANDER, O.
Studies of the peripheral circulation
In: The heart and circulation in the newborn
and infant (ed D.E. Cassels), pp. 98 - 110,
New York: Grune & Stratton 1966
16. CELANDER, O., MARILD, K.
Reactive hyperaemia in the foot and calf of the
newborn infant.
Acta Paediatr. Scand. 51, 544 - 552 (1962)
17. CELANDER, O., PROD'HOM, L.S., FRENCK, N.,
SIGDELL, J.E.
Cardiovascular adjustments to acute hypo-
and hypervolumina during exchange transfusion
in newborn infants
Pediatr. Res. 1, 411 (1967)
18. CHEN, Y.
Zum Blutdruckverhalten nach der Geburt
Simultanbestimmung mit dem Dopplerverfahren an
Arm und Bein
Inaug. Diss. München 1976

19. COLOCOUSIS, J.S., HUNTSMAN, L.L., CURRERI, P.W.C.
Estimation of stroke volume changes by
ultrasonic Doppler
Circulation 56, 914 - 917 (1977)
20. CONSTANTINESCO, A., MERLE, M.
Continuous blood velocity and flow measurements
by intravascular elutherm probe
Eur. Surg. Res. 9, 12 - 22 (1977)
21. DAVES, G.S.
Fetal and neonatal physiology. A comparative
study of the changes at birth
Chicago: Year Book Medical Publisher Inc.
1968
22. FITZGERALD, D.E., CARR, J.
Doppler ultrasound diagnosis and classification
as an alternative to arteriography
Angiology 26, 283 - 288 (1975)
23. GAMS, E., CHIMOSKEY, J.E., HUNTSMAN, L.L.
Transkutane Blutflußmessungen in der Aorta
mit Hilfe von Ultraschall-Doppler-Geräten
Verh. Dtsch. Ges. Kreislaufforsch. 40,
144 - 148 (1974)
24. GAUER, O.H.
Kreislauf des Blutes
In: Physiologie des Menschen (Gauer, Kramer, Jung)
Band 3: Herz und Kreislauf, S. 164 - 223,
München-Berlin-Wien: Urban u. Schwarzenberg 1972

25. GOODMAN, H.G., CUMMING, G.R., RABER, W.B.
Photocell oscillogometer for measuring systolic pressure in newborn
Am. J. Dis. Child. 103, 152 - 159 (1962)

26. GRASER, F.
Störungen des Kreislaufs - Physiologie der Entwicklung des Kreislaufs in der Kindheit
In: Handbuch der Kinderheilkunde (H. Opitz, F. Schmid), Band VII, S. 955 - 959
Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1966

27. GREEN, H.D.
Circulation: Physical principles
In: Medical Physics (ed. O. Glasser), Vol. I
Chicago: Year Book Publishers 1961

28. GRUSKIN, A.B., EDELMAN, C.M., YUAN, S.
Maturational changes in renal blood flow in piglets
Pediatr. Res. 4, 7 - 13 (1970)

29. HAHN, J., JUNGE, M., PENNER, A.
Adaptation to extrauterine existence: Cardiac and respiratory rates during the first 72 hours
Pädiatr. Pädol. 13, 9 - 20 (1978)

30. HASEGAWA, M., PODBARD, S.
Effect of posture on arterial pressures, timing of the arterial sounds and pulse wave velocities in the extremities
Cardiology 64, 122 - 132 (1979)

31. HATLE, L., BRUBAKK, A., TROMSDAL, A.,
ANGEISEN, B.
Noninvasive assessment of pressure drop in
mitral stenosis by Doppler ultrasound
Br. Heart J. 40, 131 - 140 (1978)
32. HAUKE, P., ZEUMER, H.
Doppler-sonographische Funktionsuntersuchungen
bei Subclaviaanfallsyndrom
Dtsch. med. Wschr. 101, 1912 - 1915 (1976)
33. HEDVALL, G.
Systolic time intervals in newborn infants
Acta Paediatr. Scand. 64, 839 - 844 (1975)
34. HOLEN, J., AASLID, R., LANDMARK, K., SIMONSEN, S.,
ØSTREM, T.,
Determination of effective orifice area in
mitral stenosis from non-invasive ultrasound
Doppler data and mitral flow rate
Acta Med. Scand. 201, 83 - 88 (1977)
35. JAMES, L.S.
In adaptation to extrauterine life
In: 31st Ross conference on pediatric research,
p. 28., Columbus, Ohio: Ross Laboratories 1959
36. JOHNSTON, K.W., MARUZZO, B.C., COBBOLD, R.
Errors and artifacts of Doppler flowmeters and
their solution
Arch. Surg. 112, 1335 - 1342 (1977)

37. KAKKAR, V.V.
Deep vein thrombosis - detection and prevention
Circulation 51, 8 - 10 (1975)
38. KITTERMAN, J.A., PHIBBS, R.H., TOOLEY, W.H.
Aortic blood pressure in normal newborn infants
during the first 12 hours of life
Pediatrics 44, 959 - 968 (1969)
39. KLEIN, K.
Zur Anwendung von Ultraschallmethoden bei Gefäß-
und Kreislauferkrankungen
Wien. klin. Wschr. 88, 189 - 196 (1976)
40. KRIEBEL, J., SCHURIG, E.
Direktionelle Doppler-Sonographie bei Stenosen
und Verschlüssen der A. carotis interna
Med. Welt 26, 2202 - 2204 (1975)
41. LANGE, L., FABECIC-SABADI, V., BEIN, G.
Echokardiographische Normalwerte bei Früh-
und Neugeborenen
Z. Kardiol. 67, 534 - 539 (1978)
42. LEVISON, H., KIDD, R.S.L., GEMFELL, P.A.,
SWYER, P.R.
Blood pressure in normal full-term and premature
infants
Am. J. Dis. Child 111, 374 - 379 (1966)
43. LINDERKAMP, O., STROHHACKER, I., VERSMOLD, H.T.,
KLOSE, H., Riegel, K.P., BETKE, K.
Peripheral circulation in the newborn:
Interaction of peripheral blood flow, blood
pressure, blood volume and blood viscosity
Eur. J. Pediatr. 129, 73 - 81 (1978)

44. LINDERKAMP, O., ROTH, G., SENGESPEIK, C.,
VERSMOLD, H., RIEGEL, K.
Blutvolumen, Serumeisen und Erythrozyten-
parameter von ausgetragenen, früh abgenabelten
Säuglingen im ersten Lebensjahr
Klin. Pädiat. 196, 511 - 518 (1974)
45. LUNT, M.J.
Accuracy and limitations of the ultrasonic
Doppler blood velocimeter and zero crossing detector
Ultrasound Med. Biol. 2, 1 - 10 (1975)
46. MAIXNER, W., RITTENHOUSE, E.A., BARNES, R.W.
Early detection of hypovolemia from directional
arterial flow velocity
Circ. Shock 2, 35 - 41 (1978)
47. MAYWALD, G., NAKIELSKI, B., KRATZENSTEIN, R.
Erfahrungen mit der atraumatischen Gefäßdia-
gnostik mittels Ultraschall-Doppler-Technik
Elektromedica 2, 43 - 47 (1976)
48. MELVIN, B., DONALD, R.K.
Transient dilatation of the ductus arteriosus-
the "ductus bump"
J. Pediatr. 84, 858 - 860 (1974)
49. MESSMER, K., MEISNER, H., PFAU, B., HAGE, S.
Modellanalyse eines Doppler-Ultraschallströmungs-
messers
Pflügers Archiv 308, 80 - 90 (1969)
50. MEYER, W.W.
Die Lebenswandlung der Struktur von Arterien
und Venen
Verh. dtsch. Ges. Kreisl.-Forsch. 24, 15 (1958)

51. MITCHELL, S.C.
Ductus arteriosus in the neonatal period
J. Pediatr. 51, 12 - 17 (1957)

52. NOSS, A.J., EMANOUILIDES, G.C., DUFFIE, E.R.
Closure of the ductus arteriosus in the new-born infant
Pediatrics 32, 175 - 179 (1963)

53. NIMURA, Y., MATSUC, H., HAYASHI, T.,
KITABATAKE, A., et al.
Studies on arterial flow patterns - instantaneous velocity and their phasic changes - with directional ultrasonic Doppler technique
Br. Heart J. 36, 899 - 907 (1974)

54. NYE, E.R.
The effect of blood pressure alteration on the pulse wave velocity
Br. Heart J. 26, 261 - 265 (1974)

55. PASCH, Th., BAUER, R.D., CRUBE, F.O., WETTERER, E.
Erfahrungen mit einem Ultraschall-Doppler-Meßgerät zur transkutanen Registrierung der Blutströmungsgeschwindigkeit am Menschen
Verh. Dtsch. Ges. Kreislaufforsch. 37, 370 - 376 (1971)

56. PASCH, Th., BAUER, R.D., BUSSE, R.
Frequenzspektren direkt und unblutig registrierter Arterienpulse
Biomed. Tech. 21, 49 - 55 (1976)

57. PREC, K.J., CAGGELS, D.E.
Dye dilution curves and cardiac output in
newborn infants
Circulation 11, 789 - 797 (1955)
58. RENEMAN, R.S., SPENCER, M.P.
Local Doppler audio spectra in normal and
stenosed carotid arteries in man
Ultrasound Med. Biol. 5, 1 - 11 (1979)
59. RENEMAN, R.S., HOEKS, A., SPENCER, M.P.
Doppler ultrasound in the evaluation of the
peripheral arterial circulation
Angiology 30, 526 - 538 (1979)
60. RISCOE, C., WILLE, S.Ø
Blood velocity in human arteries measured by
a bidirectional ultrasonic Doppler flowmeter
Acta Physiol. Scand. 103, 370 - 378 (1978)
61. RITTENHOUSE, E.A., MAIXNER, W., BURR, J.W.,
Barnes, R.W.
Directional arterial flow velocity: a sensitive
index of changes in peripheral resistance
Surgery 79, 350 - 355 (1976)
62. RODBARD, S., RUBINSTEIN, H.M., ROSENBLUM, S.
Arrival time and calibrated contour of the
pulse wave, determined indirectly from recordings
of arterial compression sounds
Am. Heart J. 53, 205 - 212 (1957)
63. RUDOLPH, A.M.
The changes in the circulation after birth.
Their importance in congenital heart disease
Circulation 41, 343 - 359 (1970)

64. SACHS, I.
Angewandte Statistik
Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1974
65. SALING, E.
Neue Untersuchungsergebnisse über den Kreis-
lauf des Kindes unmittelbar nach der Geburt
Arch. Gynäkol. 194, 287 - 306 (1960)
66. SIMONSON, E., NAKAGAWA, K.
Effect of age on pulse wave velocity and
"aortic ejection time" in healthy men and in
men with coronary artery disease
Circulation 22, 126 - 129 (1960)
67. SCHMID-SCHÖNBEIN, H.
Microrheology of erythrocytes, blood viscosity,
and the distribution of blood flow in the
microcirculation
In: Cardiovascular Physiology II (eds.
A.C. Guyton and A.W. Cowley), International
Review of Physiology Vol. 9, pp. 1 - 62
Baltimore: University Park Press 1976
68. SMITH, C.A., NELSON, N.M.
The physiology of the newborn infant.
4th ed., Springfield, Illinois:
Charles C. Thomas Publisher 1976
69. TAYLOR, M.G.
Wave travel in arteries and the design of the
cardiovascular system
In: Pulsatile Blood Flow (ed. E.O. Attinger),
p. 343, New York-Toronto-London: Mc Graw-Hill
1964

70. WALSH, S.Z., MEYER, W.W., LIND, J.
The human fetal and neonatal circulation.
Function and structure
Springfield, Illinois: Charles C. Thomas
Publisher 1974
71. WETTERER, E., KENNER, Th.
Grundlagen der Dynamik des Arterienpulses
Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1968
72. WHITE, S.W., ANGUS, J.A., McRITCHIE, R.J.,
FORGES, W.L.
Evaluation of the Doppler flowmeter for measure-
ment of blood flow in small vessels of un-
anaesthetized animals.
Clin. Exp. Pharmacol. Physiol. 1,
79 - 92 (1974)
73. WHITE, S.W., Mc RITCHIE, R.J., FORGES, W.L.
A comparison between thermodilution, electro-
magnetic and Doppler methods for cardiac out-
put measurement in the rabbit
Clin. Exp. Pharmacol. Physiol. 1, 175 - 182 (1974)
74. WOOLAM, G.L., SCHNUR, P.L., VALLEBONA, C.,
HOFF, H.E.
The pulse wave velocity as an early indicator
of atherosclerosis in diabetic subjects
Circulation 25, 533 - 539 (1962)

Lebenslauf

	Dietrich, Otto, Karl von Streit
16.8.1950	geboren in München
Eltern	Hellmuth von Streit kaufm. Direktor, gest. Mai 1972 Rosemarie von Streit, geb. Weidlich Hausfrau
Sept. 56 - Juli 60	Volksschule an der Gebelestr., München
Sept. 60 - Juni 70	Oskar-von-Miller Gymnasium, München neusprachlich
Juni 1970	Abitur
Okt. 70 - Okt. 72	Technische Universität München - Weihenstephan, Fachrichtung Lebens- mitteltechnologie
Aug. 71	1. Prüfungsabschnitt der Diplomvor- prüfung in Lebensmitteltechnologie
Okt. 72 - Okt. 73	Universität München, Fachbereich Physik/Chemie für das Lehramt
Seit Okt. 73	Studium der Medizin an der Universität München
März 1975	Ärztliche Vorprüfung
März 1976	1. Abschnitt der Ärztl. Prüfung
Aug. 1978	2. Abschnitt der Ärztl. Prüfung
Okt./Nov. 1979	3. Abschnitt der Ärztl. Prüfung
Jan. 1980	Approbation als Arzt

